

Estudo comparativo das características fluidodinâmicas de próteses valvulares biológicas de pericárdio bovino de perfil alto e baixo

Aron J. P. ANDRADE*, José F. BISCEGLI*, Denys E. NICOLOSI*, Hernán C. GÓMEZ*, J. Eduardo M. R. SOUSA*

RBCCV 44205-98

ANDRADE, A. J. P.; BISCEGLI, J. F.; NICOLOSI, D. E.; GÓMEZ, H. C.; SOUSA, J. E. M. R. — Estudo comparativo das características fluidodinâmicas de próteses valvulares biológicas de pericárdio bovino de perfil alto e baixo. *Rev. Bras. Cir. Cardiovasc.*, 4(3): 231-236, 1989.

RESUMO: O comportamento fluidodinâmico e a vida útil média de uma prótese valvular cardíaca são características muito importantes na escolha do modelo de prótese a ser implantada em um determinado paciente. Por esse motivo, foi realizado um estudo comparativo entre as válvulas biológicas de perfil alto e baixo, para se verificarem possíveis alterações na vida média, gradiente de pressão e refluxo, causadas pela diminuição do perfil dessas próteses. Com o auxílio de um **duplicador de pulso**, foram analisadas cinco próteses de perfil alto e cinco de perfil baixo, todas tamanho 29, fabricadas no Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (IDPC). Mantendo-se a frequência de batimentos em 100 bpm e a diferença de pressão em 1000 mmHg, verificou-se que a vida útil média da válvula de perfil baixo permaneceu equivalente à de perfil alto. Em outro equipamento, denominado **simulador cardíaco**, as próteses foram submetidas a condições semelhantes às condições fisiológicas de funcionamento para uma frequência cardíaca de 75 bpm. Os resultados mostraram que o volume de retorno necessário para fechamento (refluxo), nas válvulas de perfil baixo, é menor do que nas de perfil alto. Isso traz um melhor aproveitamento do efeito de bombeamento do coração. As perdas de carga das válvulas foram comparadas através dos gradientes máximos de pressão visibilizados com a sobreposição dos sinais de pressão. Observou-se que as válvulas de perfil baixo oferecem menos resistência ao fluxo; assim, quando são implantadas, possibilitam uma passagem mais livre e desobstruída do sangue.

DESCRIPTORIOS: próteses valvulares cardíacas, testes; próteses valvulares cardíacas, biológicas.

INTRODUÇÃO

A primeira prótese valvular cardíaca foi implantada por Hunfnagel, em 1953 (MAZUNDAR & THALASSOU-DIS¹²), fato que, na época, foi considerado um grande sucesso. Isso impulsionou diversos pesquisadores de todo o mundo a estudarem e aperfeiçoarem novos modelos de válvulas cardíacas. As áreas de Engenharia e

Medicina dos grandes centros de pesquisa, trabalhando em conjunto, já desenvolveram mais de 60 outros tipos de próteses (comprovadamente implantadas), umas com mais sucesso que outras. Entretanto, através da análise dos inúmeros artigos publicados a esse respeito^{3, 6, 10, 14, 15, 19}, pode-se concluir que ainda não foi desenvolvida nenhuma válvula cardíaca artificial que seja considerada uma substituta ideal da valva natural. Isso se deve à

Trabalho realizado no Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia. São Paulo, SP, Brasil.

Recebido para publicação em 25 de outubro de 1989.

* Do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia.

Endereço para separatas: Aron J. P. Andrade. Av. Dr. Dante Pazzanese, 500. Centro Técnico de Pesquisas e Experimentos. 04512 São Paulo, SP, Brasil.

necessidade de um tratamento do paciente com drogas anticoagulantes quando são implantadas próteses mecânicas, ou devido à vida útil das próteses biológicas ser reduzida ¹¹ (aproximadamente 10 anos).

O comportamento fluidodinâmico de uma prótese é uma característica muito importante para o seu bom desempenho, tornando uma prótese mais aconselhável que a outra de outro modelo, ou com funcionamento diferente. Assim, as características fluidodinâmicas de uma prótese são uma das diversas variáveis que influenciam na escolha do modelo de prótese a ser implantado em determinado paciente.

Um estudo minucioso das características fluidodinâmicas das próteses faz-se necessário, para a obtenção de resultados numéricos que auxiliem no desenvolvimento de novos modelos, assim como aperfeiçoamento e compreensão dos já existentes. Para isso, são utilizados sistemas simuladores cardíacos, também conhecidos como analisadores de válvulas cardíacas, que as submetem a fluxos pulsáteis, simulando as pressões fisiológicas das válvulas mitral e aórtica, levando-se em consideração a configuração anatômica de ventrículo esquerdo, átrio esquerdo e aorta.

Existe um outro tipo de equipamento diferente do **simulador cardíaco**, denominado **acelerador de pulso**, que, por sua vez, possibilita a avaliação da resistência mecânica à fadiga ou ao desgaste e, ainda, a vida média das próteses.

O objetivo deste trabalho é realizar um estudo comparativo entre as características das válvulas biológicas de pericárdio bovino de perfil alto e as de perfil baixo, para se verificar se houve alterações de desempenho com a diminuição do perfil das próteses. Para tanto, é necessário e suficiente comparar as vidas úteis médias, os refluxos e os gradientes de pressão das próteses ¹⁶.

MATERIAL E MÉTODOS

Acelerador de Pulso

O princípio básico de funcionamento do **acelerador de pulso** consiste na elevação das pressões e da velocidade de batimento das próteses cardíacas ^{1, 2}. Trabalhando em condições forçadas, as próteses se desgastam mais rapidamente, chegando, muitas vezes, a se romper ¹¹. Assim, com a utilização de fatores de multiplicação relativos às condições de pressão e velocidade impostas às válvulas pelo acelerador, consegue-se analisar, qualitativamente, as variáveis desejadas: fadiga, desgaste e vida média. Com o auxílio de uma lâmpada estroboscópica com frequência regulável, pode-se observar com clareza os movimentos de abertura e o fechamento das válvulas.

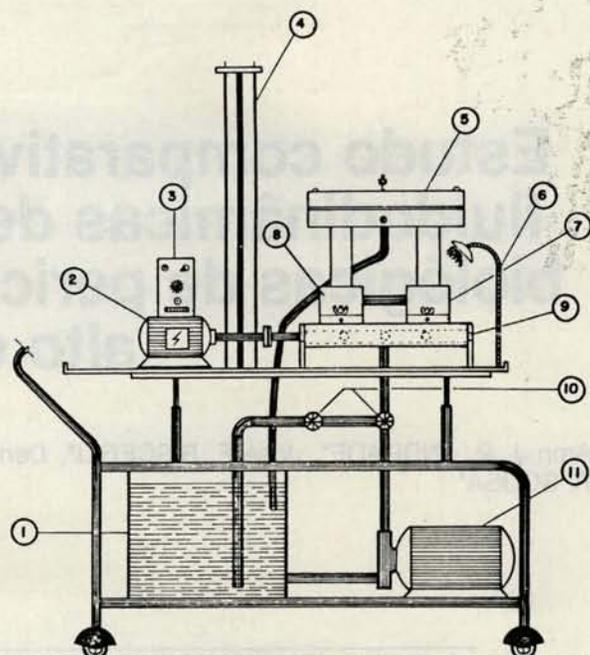


Fig. 1 — Acelerador de pulso: 1 = reservatório; 2 = motor CC com regulagem de velocidade; 3 = circuito do motor; 4 = coluna de mercúrio das pressões pré e pós-câmara; 5 = câmara de equilíbrio de pressão; 6 = lâmpada estroboscópica; 7 = câmara I; 8 = câmara II; 9 = eixo de reversão da câmara de teste; 10 = registro de vazão e ladrão; 11 = motor-bomba d'água.

Foi desenvolvido, no Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (IDPC), um modelo de **acelerador de pulso** que atende, perfeitamente, às necessidades no estudo das resistências mecânicas das próteses, como mostra a Figura 1.

Nesse equipamento, foram testadas cinco válvulas de pericárdio de perfil baixo e cinco de perfil alto, todas de tamanho 29, colocadas duas a duas no acelerador, de modo a ficarem lado a lado, uma de perfil alto e outra de perfil baixo. Dessa forma, foram feitos cinco ensaios, onde se encontravam funcionando uma válvula de perfil alto e uma de perfil baixo, ao mesmo tempo; assim, conseguiram-se, exatamente, as mesmas condições de funcionamento para ambos os modelos, em cada um dos ensaios. As condições mantidas durante os ensaios foram:

— As frequências de batimento foram mantidas em 1000 bpm, reguladas através da rotação do motor (2) da Figura 1 (1000 rpm). Esse motor movimenta um eixo (9) com rebaiços estrategicamente desenvolvidos para reverter as pressões nas câmaras de testes (7 e 8).

— A diferença de pressão existente antes e após cada válvula, no período em que ela se encontrava fechada, era de 1000 mmHg, visibilizadas através de colunas de mercúrio (4).

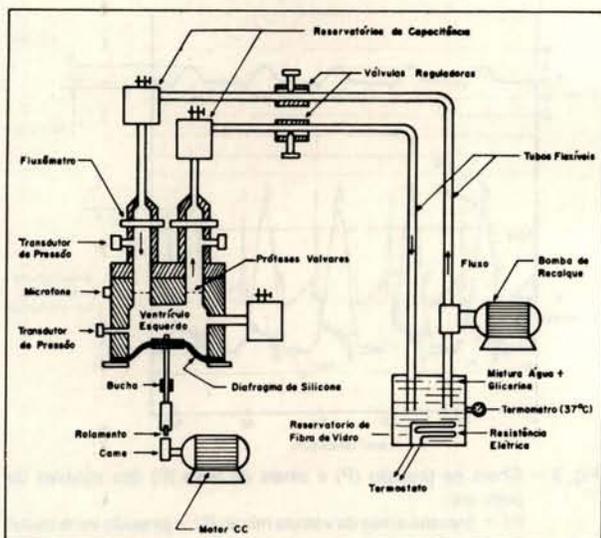


Fig. 2 — Simulador cardíaco.

— As pressões eram ajustadas através das válvulas (10) de regulagem colocadas após a bomba de recalque (11).

— Cada válvula foi mantida nessas condições críticas de funcionamento, até o rompimento total ou parcial de pelo menos um dos três folhetos, ou quebra de pelo menos uma das três hastes que compõem a estrutura plástica deste tipo de válvula.

Simulador Cardíaco

O **simulador cardíaco** é um aparelho que deve proporcionar às válvulas artificiais um fluxo pulsátil com propriedades semelhantes às fisiológicas¹³, para que se possa testar as características fluidodinâmicas das próteses valvulares em funcionamento. Assim, utiliza-se uma mistura de 60% de água e 40% de glicerina, com viscosidade dinâmica (3 e 4 centipoise) e densidade (1,07 g/cm³) semelhante às do sangue¹.

A Figura 2 mostra, em detalhes, as partes que compõem o **simulador cardíaco**, como: sistema mecânico, câmaras de ensaio e sistema hidráulico.

A mistura é proveniente de um reservatório com volume suficiente para assegurar um fornecimento adequado ao sistema. O calor é fornecido ao fluido por uma resistência elétrica que liga e desliga automaticamente, por intermédio de um termostato ajustado em 37°C, com tolerância de 2°C. Há homogeneidade de temperatura dentro do tanque, devido ao constante movimento do líquido.

O fluxo é obtido através do movimento de um diafragma de silicone conectado a câmaras de tubos acrílicos, que representam o sistema circulatório.

O mecanismo que movimenta o diafragma de silicone (simulando o batimento cardíaco) é constituído de um motor elétrico de corrente contínua, com circuito retificador e controlador de velocidade. No motor é conectado um came⁵, para possibilitar tempos diferentes de sístole e diástole, reproduzindo o que ocorre no coração. Por exemplo: para uma frequência de 75 bpm, o período do ciclo é de 0,8 segundos, onde o tempo de sístole corresponde a 0,35 segundos e o de diástole a 0,45 segundos.

No **simulador cardíaco**, foram realizados dois ensaios:

O primeiro com duas válvulas de pericárdio bovino de perfil alto, tamanho 29, construídas no IDPC, uma colocada em posição mitral e outra em posição aórtica, na câmara que simula o ventrículo esquerdo.

O segundo ensaio foi realizado com duas válvulas de perfil baixo, também tamanho 29, construídas no IDPC, nas mesmas condições do primeiro ensaio.

As válvulas em teste foram fixadas na câmara de acrílico, levando-se em conta o posicionamento das mesmas no ventrículo esquerdo do coração humano⁴. Tal geometria tende a aumentar a semelhança das condições de funcionamento da prótese no **simulador**, comparando-se com as condições reais de funcionamento.

As pressões ou diferenças de pressões, existentes antes e após as válvulas (mitral e aórtica), foram obtidas através de transdutores fisiológicos de pressão, elementos utilizados para converter uma grandeza hemodinâmica em elétrica com muita rapidez e alta sensibilidade a pequenas variações de pressão.

As vazões foram obtidas por cabeçotes medidores de fluxo por processo eletromagnético (adicionados 3% de solução fisiológica, para aumentar a condutividade elétrica da mistura), instalados após a válvula aórtica, na câmara que simula a aorta. Em seguida, os dados de vazão foram manipulados e devidamente registrados em forma de sinais gráficos.

Para registrar e analisar os sinais de pressão e fluxo, foi utilizado um polígrafo da Hewlett-Packard, ou seja, um monitor HP 1308A, um sistema de controle HP 5692A, um registrador de papel HP7785A e também um fluxômetro Statham SP 22011.

Em complementação a esses dados de pressão e vazão, coletados e armazenados para posterior análise, as válvulas foram também estudadas em pleno funcionamento através do acrílico, visibilizando-se suas dinâmicas de abertura e fechamento para diversos níveis de fluxo, bem como a visibilização (com o auxílio de partículas em suspensão)^{7, 8, 16} do comportamento do fluido, onde se pode perceber a existência, ou não, de zonas de turbulência próximas às válvulas³, áreas de recirculação e linhas de velocidade e de pressão¹².

Resultados Obtidos no Acelerador de Pulso

Os resultados dos testes comparativos da resistência mecânica realizados em 10 próteses, obtidos no **acelerador de pulso** são apresentados na Tabela 1.

Comparando-se os tempos totais de batimentos das válvulas de perfil alto e de perfil baixo, verificou-se que não houve nenhuma diferença significativa nas vidas úteis médias de cada modelo. Através deste estudo, não é possível determinar, quantitativamente, a vida útil de uma prótese; apenas pode-se realizar um estudo comparativo, pois este estudo envolve diversas variáveis e fatores que são difíceis de controlar. Um desses fatores é o processo de deteriorização do pericárdio, uma vez que se encontra, durante os testes, em meio não estéril.

Resultados Obtidos no Simulador Cardíaco

Os resultados típicos no **simulador cardíaco** são mostrados nas Figuras 3 e 4.

TABELA 1
RESULTADOS COMPARATIVOS OBTIDOS NO
ACELERADOR DE PULSO

Nº do ensaio	Tipo de válvula	Tempo total de batimentos (horas)	Danos à válvula
1	Perfil alto	36	Quebra da haste do suporte
	Perfil baixo	33	Rotura do pericárdio
2	Perfil alto	40	Rotura do pericárdio
	Perfil baixo	45	Rotura do pericárdio
3	Perfil alto	40	Rotura do pericárdio
	Perfil baixo	40	Rotura do pericárdio
4	Perfil alto	38	Quebra da haste do suporte
	Perfil baixo	43	Rotura do pericárdio
5	Perfil alto	45	Rotura do pericárdio
	Perfil baixo	35	Quebra da haste do suporte

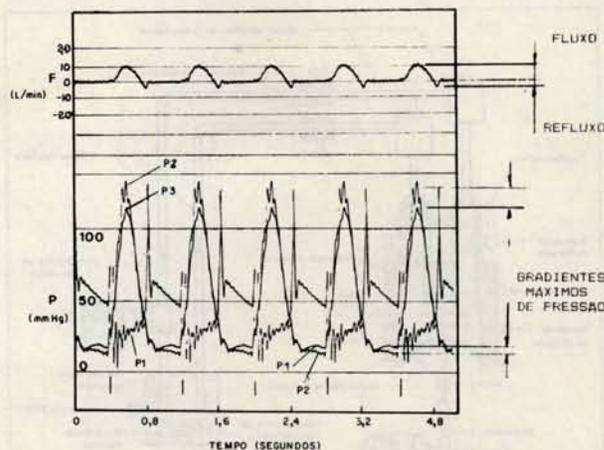


Fig. 3 — Sinais de pressão (P) e sinais de fluxo (F) das válvulas de perfil alto.
P1 = pressão antes da válvula mitral; P2 = pressão ventricular; P3 = pressão após a válvula aórtica.

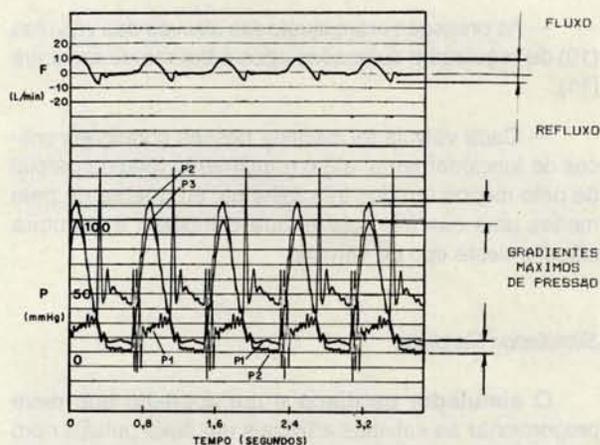


Fig. 4 — Sinais de pressão (P) e sinais de fluxo (F) das válvulas de perfil baixo.
P1 = pressão antes da válvula mitral; P2 = pressão ventricular; P3 = pressão após a válvula aórtica.

Fixando as diversas variáveis de funcionamento do **simulador cardíaco**, pode-se realizar um estudo comparativo entre os diferentes modelos de próteses valvulares.

A análise visual dos sinais de pressão e fluxo das válvulas comparadas no **simulador cardíaco** mostrou-se suficiente para a realização de estudo qualitativo de algumas características fluidodinâmicas¹⁷; comparando-se os sinais de fluxo das válvulas, verificou-se que o refluxo da válvula de perfil alto é maior que o refluxo da de perfil baixo, pois, fazendo-se a relação entre o fluxo positivo (fluxo) e o fluxo negativo (refluxo) de cada válvula, notou-se que a altura do fluxo negativo da válvula de perfil alto é, aproximadamente, metade da altura do positivo. Isso se dá devido ao fato de que as válvulas

de perfil alto possuem folhetos maiores, necessitando, assim, de maior volume de líquido retornando, para se fecharem. O refluxo deve ser o menor possível, pois prejudica a circulação sangüínea, que deve ocorrer apenas em um único sentido. O refluxo foi estudado apenas na posição aórtica, pois apresenta maior volume de refluxo do que na posição mitral (devido à queda rápida da pressão ventricular esquerda, no início da diástole).

Durante o tempo em que a válvula em teste permanece aberta, nota-se uma diferença entre as pressões antes e após a válvula. O que se quer comparar é essa queda de pressão causada pela resistência ao fluxo ou perda de carga de válvulas do mesmo tamanho, porém de modelos diferentes^{8 18}. No simulador, tal queda de pressão é mais sensível na válvula instalada na posição aórtica, pois ela trabalha em níveis maiores de pressão e fluxo, e o tempo de sístole é menor que o de diástole⁴.

Analisando os sinais de pressão, verificou-se que, no intervalo de tempo em que a válvula aórtica se encontra aberta, a pressão ventricular (P2) é maior do que a pressão após a válvula (P3). No pico de pressão, existe uma diferença máxima entre as pressões P2 e P3, que é denominada "Gradiente Máximo de Pressão na Válvula Aórtica". No intervalo de tempo em que a válvula mitral permanece aberta, a pressão antes da válvula mitral (P1) é maior do que a pressão ventricular (P2) e a diferença máxima entre P1 e P2 é denominada "Gradiente Máximo de Pressão na Válvula Mitral". Comparando os gradientes máximo de pressão das válvulas de perfil alto (Figura 3) e das de perfil baixo (Figura 4), verifica-se que existe muito pouca diferença entre eles, mas os gradientes mostrados na Figura 3 são um pouco maiores que os gradientes mostrados na Figura 4. Isso indica que as válvulas de perfil baixo possuem menor gradiente de pressão, pois suas hastas são mais curtas e seus folhetos se abrem mais que nas válvulas de perfil alto,

o que possibilita passagem mais fácil do fluido pela válvula e, no caso de implante, o coração irá trabalhar mais livremente, com pressão ventricular menor.

CONCLUSÃO

Através dos testes comparativos realizados com válvulas de perfil alto e perfil baixo, todas tamanho 29, construídas no IDPC, pode-se concluir que a diminuição do perfil das válvulas biológicas não prejudica seu funcionamento. Quanto à vida útil destas próteses, não houve nenhuma alteração significativa que tornasse proibitiva a diminuição do perfil da válvula. Por outro lado, o fato do refluxo da válvula de perfil baixo ser menor é muito importante e indica que este modelo deve ser preferível, uma vez que traz menos prejuízo à circulação sangüínea, isto é, quando uma válvula está implantada em qualquer uma das posições possíveis, o volume de sangue deslocado em sentido contrário ao da circulação é menor (esse volume é necessário para fechar os folhetos da prótese, porém deve ser o menor possível).

As perdas de carga das válvulas foram comparadas através dos gradientes máximos de pressão visibilizados com a sobreposição dos sinais de pressão obtidos nos ensaios dos dois modelos de válvulas. Verificou-se que a prótese de perfil baixo apresentou gradientes de pressão menores, oferecendo, conseqüentemente, menor resistência ao fluxo, isso devido ao fato de seus filhotos abrirem mais do que as válvulas de perfil alto. Isso mostra que a diminuição do perfil da válvula provocou melhora no seu comportamento fluidodinâmico, pois possibilita uma passagem mais livre ou desobstruída do sangue, o que proporciona melhor aproveitamento da energia de bombeamento do coração, transformada em energia cinética do sangue.

RBCCV 44205-98

ANDRADE, A. J. P.; BISCEGLI, J. F.; NICOLSI, D. E.; GÓMEZ, H. C.; SOUSA, J. E. M. R. — Comparative study of fluid dynamic characteristics in high and low biological prosthetic heart valves from bovine pericardium. *Rev. Bras. Cir. Cardiovasc.*, 4(3): 231-236, 1989.

ABSTRACT: The fluid dynamic performance and lifetime of a prosthetic heart valve are one of the most important characteristics to determine the choice of what prosthesis must be applied to a patient. Because of this, two different biological prosthetic heart valves profiles (one high profile and other low profile) were studied, to verify possible alterations of working life, pressure gradient and reverse flux debt to this profiles difference. With a Pulse Duplication, ten valves size 29 were analysed, manufactured by Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, being five low profile and five high profile. With a working frequency of 1000 ppm (pulses per minute) and a differential pressure of 1000 mmHg, we verified the same working life in both cases. With a Cardiac Simulator, the prosthesis was submitted to similar physiologic human cardiac conditions, with an equivalent 75 ppm heart pulse. The results show that the reverse flux volume necessary to close the low profile valve is lower than with the high profile valve. The loss head of these valves were compared though the maximum pressure gradient of them. It was noticed that the low profile, biological prosthetic valves are lower flux resistant than the high profile valves, being then more indicated to its implant function.

DESCRIPTORS: heart valves prostheses, tests; heart valves prostheses, biologic.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 ANDRADE, A. J. P. — *Simulador cardíaco para teste de próteses valvares*. Campinas, 1987. [Tese. Mestrado. Universidade Estadual de Campinas].
- 2 ANDRADE, A. J. P.; DISNER, A. F.; BISCEGLI, J. F.; GÓMEZ, H. C.; ARRUDA, A. C. F. — Simulador cardíaco para teste de próteses valvares. *Rev. Eng. Bioméd.*, 6: 480-487, 1989.
- 3 BELHOUSE, B. J. — Fluid mechanics of a model mitral valve and left ventricle. *Cardiovasc. Res.*, 6: 199-210, 1972.
- 4 BELHOUSE, B. J. & WILLIAMS, W. — From left atrium to left ventricle. *INSERM*, 111: 411-426, 1982.
- 5 BENEDETTI, F.; MATTARA, M.; MILAUSKI, J. A.; PATANE, A. M. — Ensayo comparativo de prótesis valvulares en un duplicador de flujo pulsante. *Rev. Arg. Cardiol.*, 51: 71-78, 1983.
- 6 CORNHILL, J. F. — An aortic-left ventricular pulse duplicator used in testing prosthetic aortic heart valves. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 73: 550-558, 1977.
- 7 DAVEY, T. B.; KAUFMAN, B.; SMELOFF, E. A. — Pulsatile flow studies of prosthetic heart valves. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 51: 264-267, 1966.
- 8 DUFF, W. R. & FOX, R. W. — Prosthetic cardiac valves, and in vitro study. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 63: 131-141, 1972.
- 9 ENGELMAN, M. S.; MOKOWITZ, S. E.; BORNAN, J. B. — Computer simulation: a diagnostic method in comparative studies of valve prostheses. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 79: 402-412, 1980.
- 10 FIGUERA-AYMERICH, F. D. & CASTILLO-OLIVARES, J. L. C. — A manual pulse duplicator to test heart valves before implantation. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 66: 25-28, 1973.
- 11 GABBAY, S.; BORTOLOTTI, U.; WASSERMAN, F.; FACTOR, S. M. — Haemodynamics and durability of mitral bioprotheses: an *in vitro* study. *Am. Heart J.*, 5 (Supl. D): 65-71, 1984.
- 12 MAZUNDAR, J. & THALASSOUDIS, K. — A mathematical model for the study of flow through disc-type prosthetic heart valves. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 21: 400-409, 1983.
- 13 SILVA, M. R. — *Fisiologia da circulação*. São Paulo, Edart, 1973.
- 14 SMELOFF, E. A.; HUNTLEY, A. C.; DAVEY, T. B.; KAUFMAN, B.; GERBODE, F. — Comparative study of prosthetic heart valves. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 52: 841-848, 1966.
- 15 STARKEY, W. L.; SIRAK, H. D.; COLLINS, J. A.; HAGAN, B. T. — The design and development of a cardiac simulator for the evaluation of heart-valve prosthesis. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 46: 207-211, 1963.
- 16 ST. JUDE MEDICAL Inc. — All-pyrolytic carbon heart valve. Apresentado à Annual Meeting Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 13. Washington DC, 1978. (Anais, p. 1-30).
- 17 SUOBANK, D. W.; YOGANATHAN, A. P.; HARRISON, E. C.; CORCORAN, W. H. — A quantitative method for the *in vitro* study of sounds produced by prosthetic aortic heart valves: part I, II and III. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 22: 32-54, 1984.
- 18 WALKER, D. K.; SCOTTEN, L. N.; MODI, V. J.; BROWLEE, R. T. — In vitro assessment of mitral valve prostheses. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 79: 680-688, 1980.
- 19 WILLSHAW, P.; BIAGETTI, M.; PICHEL, R. H. — In vitro study of the closing characteristics of prosthetic mitral valves. Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. 9. Universidade Estadual de Campinas, 1985 (Anais, p. 29).